



**Universidade de
Aveiro
2009**

Departamento de Física

**SÓNIA MARIA VAZ
SEMEDO**

**DESENVOLVIMENTO DE METODOLOGIA E
DISPOSITIVO PARA REABILITAÇÃO FÍSICA**



**Universidade de
Aveiro
2009**

Departamento de Física

**SÓNIA MARIA VAZ
SEMEDO**

**DESENVOLVIMENTO DE METODOLOGIA E
DISPOSITIVO PARA REABILITAÇÃO FÍSICA**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Física, realizada sob a orientação científica do Doutor Fernão Vistulo de Abreu, Professor Auxiliar do Departamento de Física da Universidade de Aveiro

Dedico este trabalho aos meus pais.

O júri

Presidente	João Felipe Calapez de Albuquerque Veloso Categoria: Professor Auxiliar Convidado do Departamento de Física Instituição: Universidade de Física
Orientador	Fernão Rodrigues Vístulo de Abreu Categoria: Professor Auxiliar do Departamento de Física Instituição: Universidade de Física
Arguente	Maria Arcelina Marques Categoria: Professor Adjunto do Departamento de Física Instituição: Instituto Superior de Engenharia do Porto

Agradecimentos

Agradeço ao Doutor Fernão Abreu pela atribuição e orientação do projecto e pelo apoio e tempo despendido; ao Doutor Vítor Santos e ao Eduardo Durana pela co-orientação do projecto.

Quero agradecer ainda os preciosos contributos de várias pessoas (extra orientação), que tanto enriqueceram o meu trabalho. Sem nenhuma ordem em particular: Doutora Arminda Lopes e aos seus pacientes, Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro-Rovisco Pais; Júlio Gonçalves, Departamento de Física da Universidade de Aveiro; Ivo Mateus, Departamento de Física da Universidade de Aveiro; Miguel Rocha, Departamento de Física da Universidade de Aveiro; colegas do Laboratório de Automação e Robótica, Departamento de Mecânica da Universidade de Aveiro.

palavras-chave

Reabilitação física, controlo motor, análise de espiral, sensores inerciais.

resumo

Este trabalho tem como principal objectivo o desenvolvimento de instrumentos e metodologias para monitorização do movimento humano com vista a ter aplicações na reabilitação física de traumatizados medulares. Nesta tese é descrita e discutida uma metodologia desenvolvida para analisar o controlo motor da mão e ainda uma estratégia para auxiliar pacientes de lesões medulares na execução de exercícios de controlo da postura do tronco.

keywords

Medical physics of rehabilitation, human motor control, spiral analysis, inertial sensors.

Abstract

The goal of this work is to develop devices and methods to monitor the human movement which could be amenable to a clinical application. In this work we describe and discuss a method developed to analyse the human hand motor control performance, and also the development of a device to assist spinal cord injured patients in exercises of posture control of the trunk.

Índice

1	Introdução	1
2	Análise da Performance Motora da Mão Humana.....	5
2.1	Motivação	5
2.2	Métodos de Análise	7
2.2.1	Extracção da informação geométrica.....	7
2.2.2	Análise espectral	10
2.2.3	Análise de factores.....	14
3	Assistente de Exercício	24
3.1	Objectivo e funcionalidade do equipamento	25
3.2	Electrónica de instrumentação do sistema	27
3.2.1	Circuito de controlo do motor.....	27
3.2.2	Circuito de leitura do sensor	30
3.2.3	Circuito de comunicação	32
3.3	Programação do sistema	34
3.3.1	Programação do controlo do motor	35
3.3.2	Programação da leitura do sensor	37
3.4	Interface gráfica do exercício de equilíbrio	40
3.5	Dimensionamento da estrutura mecânica	42
4	Conclusões e perspectivas futuras	45
	Referências.....	47

Índice de Figuras

Figura 1.1 – Apresentação de um dispositivo protótipo de resistência variável utilizado na reabilitação.....	3
Figura 2.1 – Dispositivo Z-pen constituído por uma caneta emissora e um receptor	6
Figura 2.2 – Esquerda: espiral desenhada com a mão esquerda. Centro: espiral perfeita. Direita: espiral desenhada com a mão direita.	8
Figura 2.3 – Representação ilustrativa do raio e do ângulo de revolução.	9
Figura 2.4 – Função $r(\theta)$ para mão não dominante (esquerda), para uma espiral perfeita (centro) e para mão dominante (direita).	9
Figura 2.5 – Esquerda: curva $R(\theta)$ para a mão não-dominante. Direita: curva $R(\theta)$ para a mão dominante. Periodicidades de 360° são observáveis.....	10
Figura 2.6 – Espectro de potência típico	11
Figura 2.7 – Razão entre os picos S360 e S180 para todos os sujeitos saudáveis para a mão dominante (lado esquerdo) e para a mão não dominante (lado direito).	13
Figura 2.8 – Espectro da potência de pacientes.....	13
Figura 2.9 – a) Espiral dividida em várias partes; b) Arcos correspondentes as partes da espiral e arco médio (vermelho)	16
Figura 2.10 – Esquerda: espiral dividida em arcos de comprimento $\Delta\theta$. Direita: um arco típico com pontos separados de $d\theta=1^\circ$	16
Figura 2.11 – a) Arcos normalizados e o respectivo arco médio (a vermelho). b) Desvios dos arcos ao arco médio.....	17
Figura 2.12 – Contribuição individual dos três factores correspondentes aos três maiores valores próprios para a mão dominante (cima) e para a mão não dominante (baixo). 18	
Figura 2.13 – Magnitude do terceiro factor (F3) para espirais desenhadas por sujeitos saudáveis com a mão dominante (lado esquerdo) e com a mão não dominante (lado direito)	19
Figura 2.14 – cima: representação gráfica dos coeficientes dos F1, F2 e F3. baixo: representação de arcos (arcos pretos) com grande projecção do F1, do F2 e F3 e do arco médio (arco vermelho).....	21
Figura 2.15 – Esquema representativo dos arcos de transição utilizados na análise.....	22
Figura 2.16 – Exemplo da magnitude do factor 3 para os arcos de transição de quadrantes para sujeitos saudáveis.....	22
Figura 2.17 – Magnitude do factor 3 para os arcos de transição de quadrantes para pacientes.	22
Figura 2.18 – Valores da magnitude do F3 de espirais desenhadas pelos pacientes.....	23
Figura 3.1 – Esquema do exercício a ser auxiliado pelo equipamento.....	25
Figura 3.2 – Esquema do bloco do micro-controlador	28
Figura 3.3 – Esquema do bloco do controlo do motor.	29
Figura 3.4 – Esquema das ligações do sensor ao micro-controlador (adaptado de [21])	31
Figura 3.5 – Placa do circuito de controlo com o sensor (a), o pic (b) e o XBee (c)	32
Figura 3.6 – Esquema do hardware de comunicação.	33
Figura 3.7 – Circuito de comunicação com o Xbee (a), o Max232 (b) e o DB9 (c)	33
Figura 3.8 – Diagrama do fluxo de dados num ambiente UART. Os XBee estão ligados directamente a micro-controladores [17].....	34
Figura 3.9 – Diagrama da leitura de um registo de 8 bits para a comunicação SPI do sensor	37

Figura 3.10 – Diagrama da escrita de um registo de 8 bits para a comunicação SPI do sensor	37
Figura 3.11 – Direcção dos eixos das acelerações em função do campo gravítico terrestre.	38
Figura 3.12 – Gráfico ilustrativo dos valores correspondentes as acelerações axiais	39
Figura 3.13 – Esquerda: rotação de um ângulo θ no eixo do Z e de um ângulo φ no eixo do Y. Direita: rotação de um ângulo ρ no eixo do X.	40
Figura 3.14 – Interface gráfica de controlo do equipamento pelo utilizador.....	41
Figura 3.15 – Esquema do movimento do sujeito durante a execução do exercício e das forças que actuam no sujeito.....	42
Figura 3.16 – Representação do sistema motor + roldana.....	43
Figura 3.17 – Estrutura de alumínio do equipamento de equilíbrio.	44
Figura 3.18 – Estrutura de suporte do equipamento	44

1

Introdução

A existência de situações clínicas que resultam num défice motor, como por exemplo, lesões vertebro-medulares, acidentes vasculares, traumatismos crânio-encefálicos, leva muitos pacientes a recorrer a cuidados intensivos de reabilitação. Através destes cuidados muitos pacientes recuperam razoavelmente passando a desfrutar de uma vida com mais qualidade e menos dependência de terceiros. Actualmente, os programas de reabilitação são muitos dispendiosos, com custos diários entre 247 e 408 euros em Portugal [1], tornando difícil a que todos acedam a esses cuidados. É por isso importante pensar em novas estratégias de reabilitação, mais eficientes, tornando os cuidados de reabilitação acessíveis a um maior número de pacientes.

Nesta tese seguimos duas estratégias, que embora independentes visam o mesmo objectivo, o de poder ser útil num processo de reabilitação. A primeira estratégia consiste em aproveitar equipamentos existentes no mercado, que foram desenvolvidos para um outro fim, como por exemplo o desenvolvimento de mesas digitalizadoras, joystick, tecnologia wii, para desenvolver um método de análise quantitativa para aceder a informações com valor clínico. A segunda estratégia enquadra-se na perspectiva de que seria desejável desenvolver equipamentos que possibilitam o desenvolvimento de terapias de reabilitação autónomas, não requerendo a presença de um terapeuta durante a sua execução

ou pelo menos de forma intensiva. Neste sentido seriam particularmente atractivas soluções que envolvessem equipamentos de baixo custo, transportáveis e que pudessem ser aplicados tanto num ambiente clínico como num ambiente domiciliário.

A observação visual é uma das primeiras tarefas executadas pelos clínicos para obter informações com relevância clínica. Os clínicos costumam usar a visão para avaliar o movimento humano, como por exemplo a maneira como um sujeito anda, fala, segura objectos, ou controla os seus movimentos e com base nessas informações fazer diagnósticos sobre possíveis traumas e prever a evolução do paciente. Contudo, as metodologias que se baseiam apenas na visão são subjectivas uma vez que variam de clínico para clínico, não permitindo analisar e comparar quantitativamente os reais progressos de um paciente. Foi nesse sentido que decidimos desenvolver uma análise que pretende aceder a informações qualitativas e quantitativas, com valor clínico, sobre o desempenho motor de um sujeito. Com esta análise pretendeu-se quantificar a informação clínica habitualmente detectada através de simples observação visual, tornando os resultados e as conclusões dos clínicos mais objectivas. Decidimos analisar a performance motora do movimento de ambas as mãos. O controlo motor do movimento das mãos depende da mão que é utilizada para a execução de tarefas, sendo claramente visível que a performance da mão que mais se utiliza na execução de tarefas, também denominada de mão dominante, é melhor do que a performance da mão menos usada, também conhecida como mão não-dominante. Nesta tarefa usamos uma caneta electrónica recentemente colocada no mercado, a Z-pen, para a aquisição de dados.

A reabilitação física como um processo global e dinâmico que monitoriza as actividades dos pacientes e corrige comportamentos motores indesejáveis tem tido um grande impulso e desenvolvimento desde o século XX [2], beneficiando de avanços tecnológicos de vários campos como a electrónica, a computação, a física e a robótica. Com esses avanços tecnológicos foi possível desenvolver equipamentos como o **MIT-MANUS** [3] que foi projectado para mover, guiar ou perturbar o movimento de membros superiores de um paciente, enquanto se

registam a posição, a velocidade e a força aplicada no movimento; o **MIME** [3] que utiliza manipuladores de cotovelos e antebraços com três graus de liberdade enquanto suporta o membro durante o movimento tridimensional e guia os modos de terapia; e o **LoKomat** [4] que auxilia o movimento dos membros inferiores durante a marcha enquanto mantém o paciente numa postura correcta. Embora estes equipamentos tenham um elevado grau de sofisticação, são onerosos e requerem a presença de profissionais estando a sua utilização restrita a ambientes clínicos. Porém, recentemente o aparecimento de electrónica de baixo custo e de computadores economicamente acessíveis tornou possível o desenvolvimento de equipamentos de baixo custo e transportáveis. É disso exemplo um dispositivo de resistência variável desenvolvido para possibilitar a um paciente a reabilitação do joelho em ambiente domiciliário [5], como se pode ver na figura 1.1. Foi seguindo uma motivação semelhante que decidimos desenvolver um equipamento para o controlo do equilíbrio do tronco a que denominamos de Assistente de Exercício – Asex.



Figura 1.1 – Apresentação de um dispositivo protótipo de resistência variável utilizado na reabilitação

Esta tese está organizada da seguinte forma. No capítulo 2 descreverei a metodologia utilizada na análise da performance do controlo motor das mãos. O estudo da performance do controlo do movimento da mão humana permite analisar a performance com que um sujeito desempenha determinadas tarefas. Esta análise permite identificar padrões que identificam a utilização ou não da mão dominante ou potencialmente inferir a presença de alguma patologia associada à mão utilizada.

No capítulo 3 apresentaremos a descrição e funcionamento do Assistente de Exercícios. O equipamento desenvolvido pretende oferecer vantagens tanto para o paciente como para o clínico, pois, os exercícios podem ser sistemáticos e as análises quantitativas, tornando-se possível a detecção mesmo de pequenos progressos. Além disso, o equipamento é de baixo custo, com funcionalidades bem definidas e um modo de operação fácil e adaptável às necessidades de cada paciente.

No capítulo 4 apresentaremos as nossas principais conclusões da análise da performance do controlo motor das mãos e do desenvolvimento do equipamento de equilíbrio. Ainda neste capítulo apresentaremos as perspectivas futuras para estas duas estratégias desenvolvidas nesta tese.

2

Análise da Performance Motora da Mão Humana

Neste capítulo iremos apresentar a motivação por detrás do estudo efectuado sobre a performance do controlo motor da mão. Depois descreveremos os métodos de análise e por fim iremos apresentar e discutir os resultados obtidos com sujeitos saudáveis e sujeitos com patologia diagnosticada.

2.1 Motivação

A nossa motivação deve-se ao facto de que certos dispositivos de fácil utilização e baixo custo estarem disponíveis no mercado para outros fins, sendo passíveis de serem adaptados não só para terapias de reabilitação, mas também para testes de diagnóstico. Por exemplo, as mesas digitalizadoras têm sido utilizadas na aquisição de dados para a análise de tremores e outras características cinemáticas do movimento da mão aliando-se ao diagnóstico da Esclerose Múltipla [6,7]; as canetas electrónicas têm sido usadas na aquisição de dados para diagnóstico e prognóstico da doença de Parkinson [8]. Nesse sentido decidimos aproveitar uma caneta electrónica Z-pen [9], recentemente introduzida no mercado para a aquisição de dados que nos permitissem analisar a performance motora da mão.

A escolha desta caneta mostrou ser uma boa opção, por ser pequena, compacta e wireless, ao contrário das canetas electrónicas antecedentes que tinham que

estar ligadas ao computador para funcionar. A Z-pen é composta por uma caneta digital e um receptor representados na figura 2.1. Ao contrário das mesas digitalizadoras, a Z-pen fornece informação visual de retorno (*feedback*) daquilo que o utilizador vai escrevendo e ao mesmo tempo este tem a sensação da escrita real. O dispositivo captura e guarda simultaneamente o texto e desenhos em tempo real, possibilitando a que o utilizador possa escrever e desenhar livremente em qualquer lugar.



Figura 2.1 – Dispositivo Z-pen constituído por uma caneta emissora e um receptor

Na literatura, os dados adquiridos através de mesas digitalizadoras têm sido pequenas palavras ou desenhos de figuras curvas, pois estes permitem estudar características fisiológicas de sujeitos saudáveis ou de sujeitos com movimentos desordenados. A palavra ‘*hellohello*’ foi usada para definir e diferenciar medidas quantitativas da escrita entre sujeitos saudáveis e pacientes com a Parkinson ou esquizofrenia [10]. O conjunto ‘*lllll*’ foi utilizado para o diagnóstico e prognóstico de Parkinson [8]. O desenho de figuras curvas como o círculo, o número oito ‘8’ e as espirais também têm sido uma das opções para análise da performance do controlo motor dos membros superiores [11-13, 6].

A utilização do desenho de espirais tem ganho apreço por parte de alguns investigadores, pois é uma tarefa que requer um contínuo e fino controlo das coordenações musculares, possibilitando assim o acesso às características motoras do movimento do membro superior e a distinção entre sujeitos saudáveis e pacientes. Além disso trata-se de uma tarefa que pode ser executada durante um intervalo de tempo razoável, mantendo as mesmas características de controlo muscular. Alguns autores sugeriram que esta tarefa pode permitir quantificar

disfunções em sujeitos com movimentos desordenados [13]. Por estas razões decidimos usar o desenho de espirais como a tarefa de análise.

2.2 Métodos de Análise

A tarefa executada foi o desenho livre de espirais tanto com a mão dominante (mão direita para a maioria das pessoas) como com a mão não dominante. Durante a execução do desenho os sujeitos permaneceram com o braço fixo e moveram apenas a mão, dado que o propósito deste trabalho é analisar apenas o controlo motor da mão.

A análise quantitativa da performance motora da mão foi feita em três estágios. Primeiro foi extraída a informação geométrica de cada espiral e obtida a relação raio ou distância ao centro em função do ângulo para cada espiral. Depois fez-se uma análise espectral desta dependência funcional. Por fim, aplicou-se a análise de factores principais (**factor analysis**) para identificar padrões de variabilidade na performance motora do sujeito.

Os dados utilizados na análise do controlo motor da mão foram recolhidos utilizando a caneta Z-Pen. Foi pedido a sete sujeitos sem patologia diagnosticada e a dois pacientes tetraplégicos, com lesão medular, nível neurológico C6-ASIA B (ASIA – é o método padrão de classificação neurológica e funcional das lesões vertebro-medulares estabelecido pela *American Spinal Injury Association*) que desenhassem dez espirais para cada mão.

2.2.1 Extracção da informação geométrica

A Z-pen regista os dados num cartão de memória com uma frequência de amostragem de 150 Hz. Estes dados podem ser lidos num computador via USB, onde podem ser mostrada uma imagem da figura desenhada pelo utilizador. Este dispositivo utiliza um formato de ficheiro proprietário mas disponibiliza um software capaz de exportar este formato para imagem (.jpg) ou exportar as coordenadas cartesianas da posição da caneta (x, y) para um formato de texto (.notes). Foi desenvolvido um programa em Matlab capaz de ler os dados das coordenadas cartesianas **x** e **y** da trajectória da caneta.

A partir das coordenadas cartesianas x e y , suavizamos os dados utilizando uma média móvel com nove pontos, que eliminou pequenas flutuações e redundâncias causadas pela resolução da caneta. Na figura 2.2 podem-se observar espirais típicas desenhadas com a mão não dominante (à esquerda) e a mão dominante (à direita) e uma espiral ideal (ao centro). Esta figura ilustra que a espiral desenhada com a mão dominante é mais regular e suave do que a espiral desenhada com a mão não dominante.

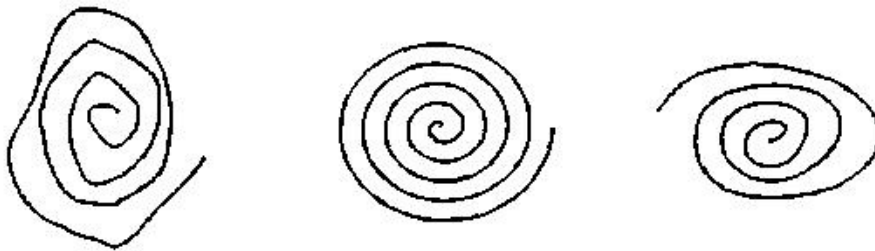


Figura 2.2 – Esquerda: espiral desenhada com a mão esquerda. Centro: espiral perfeita. Direita: espiral desenhada com a mão direita.

As espirais desenhadas são, aproximadamente, espirais de Arquimedes. De modo a simplificar a análise das propriedades de uma espiral de Arquimedes, transformaram-se as coordenadas cartesianas (x, y) em coordenadas polares (r, θ) utilizando as seguintes expressões:

$$x = r \cos(\theta) + x_0$$

$$y = r \sin(\theta) + y_0$$

$$r = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2}$$

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{(y - y_0)}{(x - x_0)} \right)$$

onde (x_0, y_0) é o ponto central onde começa a espiral.

Para cada espiral desenhada, foi calculado o ponto central (x_0, y_0) e para cada ponto (x, y) , calculamos a distância r ao ponto central, (também chamado de raio) e o ângulo de revolução θ . A figura 2.3 ilustra essas variáveis.

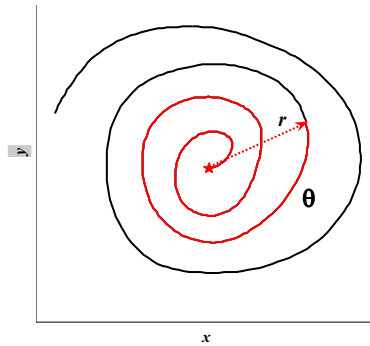


Figura 2.3 – Representação ilustrativa do raio e do ângulo de revolução.

Com os raios e os ângulos de todos os pontos de uma espiral, a curva do raio em função do ângulo, $r(\theta)$, foi determinada. Na figura 2.4 está representada a função $r(\theta)$ para as espirais representadas na figura 2.2.

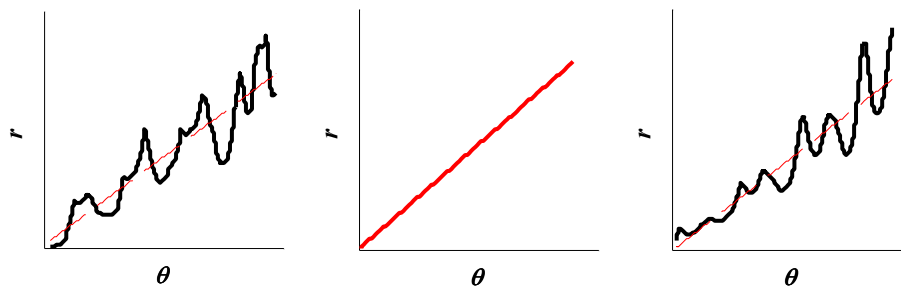


Figura 2.4 – Função $r(\theta)$ para mão não dominante (esquerda), para uma espiral perfeita (centro) e para mão dominante (direita).

Pode-se observar que para a espiral ideal a relação entre o raio e o ângulo é linear. Entretanto nas espirais da mão dominante e da mão não dominante surgem comportamentos periódicos em torno de uma recta fictícia correspondente a uma espiral perfeita. A não linearidade da função $r(\theta)$ é uma assinatura do controlo motor resultante das múltiplas correcções de movimentos. É ainda possível verificar que na mão dominante estas periodicidades são mais óbvias do que na mão não-dominante, como se pode constatar na figura 2.5. Estas periodicidades aparecem porque depois de uma revolução completa tendemos a repetir o mesmo tipo de movimentos.

2.2.2 Análise espectral

Para cada função $r(\theta)$ subtraímos a recta fictícia de uma espiral perfeita que mais se ajusta à espiral desenhada (linha de regressão linear), obtendo uma função $R(\theta)$. Após esta operação, tornaram-se mais claros comportamentos periódicos como os representados na figura 2.5. Para ambas as mãos, pode-se verificar que existe uma periodicidade de 360° . Para fazer um estudo mais quantitativo que permita quantificar a periodicidade da curva $R(\theta)$, fizemos a análise espectral da curva.

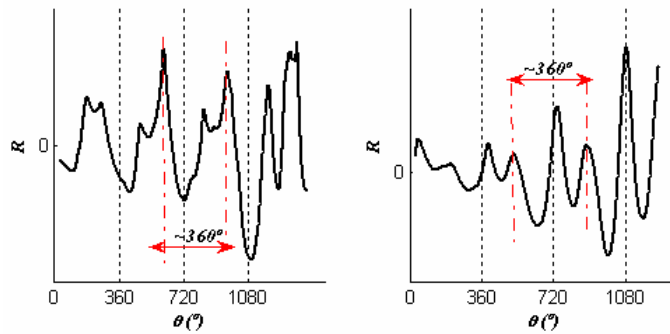


Figura 2.5 – Esquerda: curva $R(\theta)$ para a mão não-dominante. Direita: curva $R(\theta)$ para a mão dominante. Periodicidades de 360° são observáveis

A análise espectral descreve a distribuição na frequência da potência de um sinal. Se um sinal y tiver alguma periodicidade, o espectro de potência do sinal manifesta um pico na frequência correspondente ao período. O espectro da potência do sinal, S , pode ser estimado através da sua Transformada de Fourier, \tilde{y} :

$$S(\omega) \propto |\tilde{y}(\omega)|^2$$

$$\tilde{y}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} y(t) e^{-i\omega t} dt$$

No nosso caso o sinal $y(t)$ é discreto e está definido num intervalo finito, por isso utilizamos a transformada discreta de Fourier, \tilde{y}_k , para estimar o espectro da potência do sinal.

$$\tilde{y}_k = \sum_{j=0}^{N-1} y_j e^{i \frac{2\pi j k}{N}} = \sum_{j=0}^{N-1} y(t_j) e^{i \omega_k t_j}$$

Apesar da análise espectral ser feita no domínio da frequência (f), a interpretação do espectro de potência é feita no domínio do ângulo. Sabendo o número de pontos (N) da curva e o valor mínimo e máximo do ângulo, determinamos o ângulo médio entre amostras (passo), $d\theta$, pela seguinte expressão:

$$d\theta = \frac{(\max(|\theta|) - \min(|\theta|))}{N}$$

onde este passo é equivalente ao período de amostragem, sendo assim a frequência de amostragem para o sinal analisado é o inverso desse passo.

$$f_s = 1 / d\theta$$

Para estimar o espectro da potência $S(f)$, calculamos o quadrado do módulo da transformada discreta de Fourier da função $R(\theta)$, utilizando o método FFT (*fast fourier transform*) do Matlab.

Como já foi referido, a escala da frequência é convertida na escala do ângulo (invertendo a frequência) e o espectro é analisado no domínio do ângulo. Na figura 2.6 está representado um espectro típico para as curvas $R(\theta)$. Neste espectro, em vez de aparecer apenas um pico correspondente à periodicidade das revoluções completas, surgem dois picos principais de elevada potência, um em torno do ângulo 180° (S_{180}) e um outro em torno do ângulo 360° (S_{360}).

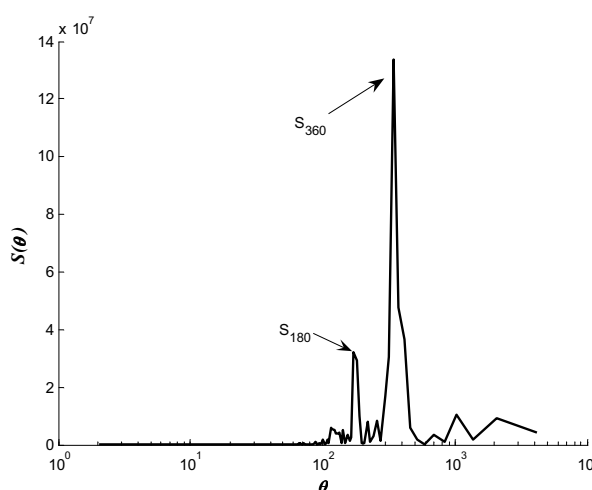


Figura 2.6 – Espectro de potência típico

Se esta análise for feita sobre uma espiral perfeita à qual fosse adicionado ruído branco, a curva $R(\theta)$ flutuaria à volta de zero, e o seu espectro da potência seria plano, não sendo observáveis picos de intensidade. Assim, concluímos que estes picos são característicos das correcções efectuadas durante o desenho das espirais.

A existência de um pico em torno dos 360° implica que foram feitas significativas correcções utilizando mais músculos de um determinado tipo do que outros e que esse tipo de movimento se repete em todas as revoluções. O pico em torno dos 180° resulta da activação desigual dos flexores e dos extensores. Como resultado, o controlo motor das mãos para configurações simétricas não é necessariamente realizado com semelhante precisão. Outros picos surgem mas com baixa intensidade principalmente para a mão não dominante.

A análise de todos os espectros de potência de sujeitos saudáveis permitiu-nos identificar um indicador escalar que sintetiza a informação contida no espectro e que é susceptível de distinguir as performances motoras das mãos. Este indicador é a razão entre a intensidade do pico em torno de 360° (S_{360}) e o pico em torno de 180° (S_{180}). Os resultados estão representados na figura 2.7, onde na vertical temos a razão entre as intensidades dos picos do espectro de potência e ao longo do eixo dos x estão ordenados os vários sujeitos saudáveis identificados pelos números de 1 a 7. A mão dominante é apresentada no lado esquerdo e a não dominante é apresentada no lado direito. Como se pode verificar, a razão entre os picos espectrais é maior na mão não dominante do que na mão dominante.

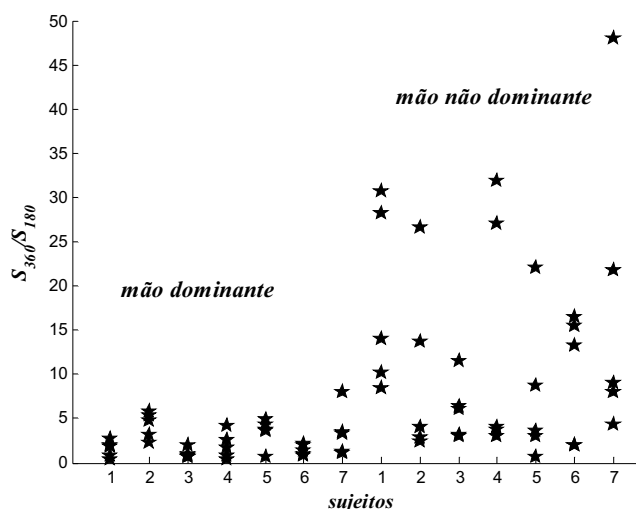


Figura 2.7 – Razão entre os picos S_{360} e S_{180} para todos os sujeitos saudáveis para a mão dominante (lado esquerdo) e para a mão não dominante (lado direito).

Analísamos também os espectros de potência de espirais traçadas por pacientes. Nesses espectros surgiu um terceiro pico significativo que não foi possível associar a um ângulo específico, pois ora aparecia perto de 90° e ora aparecia em torno de 270° como se pode observar na figura 2.8.

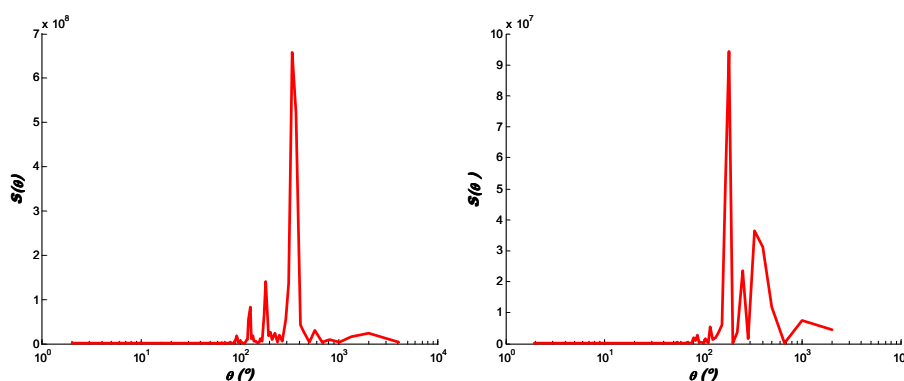


Figura 2.8 – Espectro da potência de pacientes

Também foi verificado que nesses dados o espectro de $R(\theta)$ apresentava frequentemente picos acima 360° . Contudo, a existência de mais picos de intensidade relevantes já era esperada uma vez que estes pacientes desenharam as espirais com bastante irregularidade, aumentando assim as componentes espectrais de maior frequência. Para esses dados, não foi possível saber se a razão entre os picos pode ser considerado um indicador da performance pelas seguintes razões: os pacientes adaptaram o exercício às suas limitações, não mantendo o braço fixo e alterando as condições da execução estabelecidas para

a experiência; a inexistência de padrões claros seguidos pelos vários espectros ao contrário do que aconteceu com os espectros de sujeitos saudáveis. Podemos nestes casos estar a analisar o movimento do braço em vez do movimento da mão. Para se poder concluir algo sobre a performance dos pacientes, seria preciso imobilizar o braço dos pacientes, permitindo a execução apenas de movimentos da mão. Deve-se também referir que os dados obtidos com pacientes são ainda algo preliminares, sendo necessário realizar maior quantidade de testes e incluir mais pacientes, antes de tirar conclusões definitivas.

Como já foi referido, as espirais desenhadas com a mão não dominante apresentam uma razão entre picos grande. Isso deve-se ao facto dos movimentos serem menos precisos e requererem mais correcções sistemáticas, o que aumenta a intensidade das componentes de alta-frequência no espectro.

Para complementar a análise espectral, desenvolvemos a análise de factores focados nas correlações presentes em pequenas porções da trajectória.

2.2.3 Análise de factores

A análise de factores (AF) é um método estatístico utilizado na análise de padrões de correlação entre muitas variáveis [14]. As variáveis frequentemente são desvios de um modelo, por isso aplica-se a AF de modo a aceder a informação de como estes desvios estão correlacionados. No caso presente as variáveis serão vectores formados pelos desvios em relação a uma linha de tendência e relativos a porções com igual ângulo de revolução da espiral. Intuitivamente, pretende-se com a AF dividir as diversas porções da espiral em padrões de comportamento com correlações semelhantes. Por exemplo, poderão haver porções da espiral em que o sujeito realizou um movimento persistente de afastamento em relação à linha de tendência e noutros casos em que ‘zigzageou’ à volta dela. A AF pode ser um método expedito para identificar estes padrões de comportamento distintos.

Na AF a informação é então agregada num conjunto de novas variáveis não correlacionadas, conhecidas como factores comuns (common factor) e reflectindo

estes comportamentos distintos. Sendo assim, o principal objectivo da AF é determinar um número de factores reduzido que capta informação sobre os padrões de correlação mais significativos e ainda a importância relativa de cada factor com vista a explicar a variabilidade observada nos dados.

A aplicação do método AF segue os seguintes passos [15]:

- 1- Recolha e análise dos dados
- 2- Construção da matriz de correlação e determinação dos factores
- 3- Escolha do número de factores
- 4- Interpretação dos factores.

Estes passos serão explicados durante a aplicação do método aos nossos dados, visto que é mais fácil compreender a AF acompanhando os exemplos. Neste trabalho, pretendemos aplicar a AF para identificar os factores comuns que identificam os padrões de movimento mais importantes tanto para a mão dominante como para a mão não dominante. Também apliquei a AF para definir um indicador escalar que possa ser um indicador do controlo da performance dos movimentos das mãos.

Com vista à análise de dados, dividi cada espiral em pequenas secções como representado na figura 2.9-a), obtendo-se o conjunto de arcos representados a preto na figura 2.9-b). Nesta figura o arco vermelho é o arco médio de todas as secções. Como se pode observar, os arcos a preto sofrem desvios em relação ao arco médio, o que nos leva a questionar se estes desvios podem ser classificados num conjunto mais reduzido com características distintas.

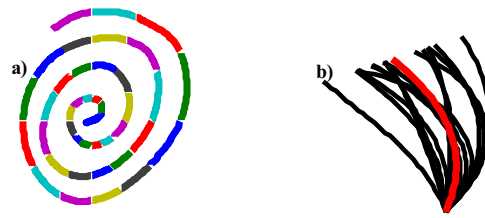


Figura 2.9 – a) Espiral dividida em várias partes; b) Arcos correspondentes às partes da espiral e arco médio (vermelho)

Para aplicar a AF foi necessário construir uma **matriz de correlação**. Para o fazer aplicamos um tratamento de dados dividido em três estágios. No estágio 1, aplicamos uma *spline* cúbica à espiral original, tornando possível definir um conjunto de secções de ângulo $\Delta\theta$ decimadas em intervalos de ângulo $d\theta=1^\circ$, como se pode ver na figura 2.10.

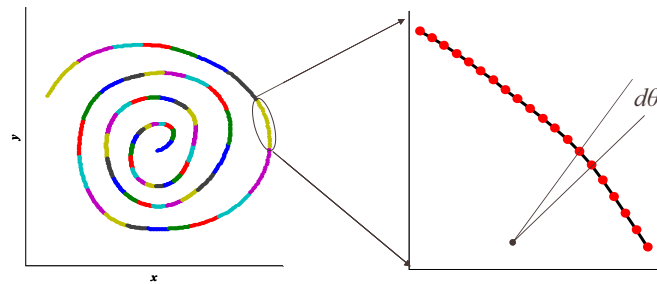


Figura 2.10 – Esquerda: espiral dividida em arcos de comprimento $\Delta\theta$. Direita: um arco típico com pontos separados de $d\theta=1^\circ$.

No estágio 2 normalizei e reposicionei cada arco pela distância ao centro do ponto inicial e forcei todos os arcos a começarem no mesmo ponto, como se pode constatar na figura 2.11-a), utilizando as seguintes equações:

$$x_i = \frac{r_i}{r_{i1}} \cos(\theta) = R_i \cos(\theta)$$

$$y_i = \frac{r_i}{r_{i1}} \sin(\theta) = R_i \sin(\theta)$$

Onde x_i e y_i são vectores das coordenadas cartesianas de cada arco, r_i o vector das distâncias ao ponto central da espiral de cada arco.

Neste estágio determinei ainda o arco médio – representado pelo arco vermelho na figura 2.11-a) – e calculei os desvios de cada arco em relação ao arco médio.

Como os ângulos θ_i são iguais para todos os arcos, estes desvios são iguais aos desvios das distâncias normalizadas, R_i , de cada arco à distância normalizada do arco médio, \bar{R} :

$$R_i - \bar{R} = \frac{r_i}{r_{i1}} - \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \frac{r_j}{r_{j1}}$$

onde N representa o número de arcos. O resultado está apresentado na figura 12b. Podemos observar na figura 2.11-b), que os desvios, tal como calculados, incluem comportamentos persistentes. Como queremos estudar os desvios em relação a este comportamento, retiramos ainda esta tendência linear a cada arco através da subtração da melhor recta de ajuste determinada pela regressão linear, definindo assim a variável Θ .

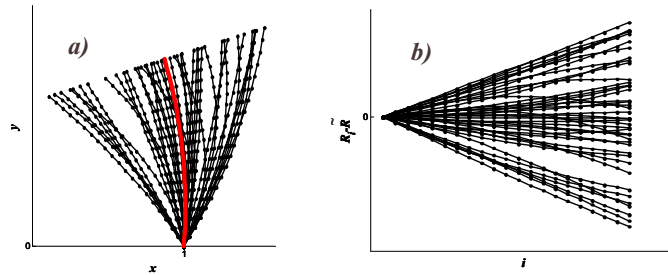


Figura 2.11 – a) Arcos normalizados e o respectivo arco médio (a vermelho). b) Desvios dos arcos ao arco médio

No estágio 3 definimos a matriz A de dimensão $N \times M$, onde N é o número de arcos e M o número de pontos em cada arco:

$$A = \begin{bmatrix} \Theta_{11} & \Theta_{12} & \Theta_{13} & \dots & \Theta_{1M} \\ \Theta_{21} & & & & \\ \Theta_{31} & & & & \vdots \\ \vdots & & & & \\ \Theta_{N1} & \dots & & & \Theta_{NM} \end{bmatrix}$$

De seguida normalizamos a matriz A para que cada linha i tenha média 0 e variância1:

$$A_i = \frac{A_i - \bar{A}_i}{\sigma_{A_i}}$$

Depois determinamos os valores próprios e os vectores próprios da matriz de correlação:

$$C = \frac{A^T \cdot A}{N - 1}$$

Os vectores próprios da matriz C, também conhecidos como factores comuns, são um conjunto de vectores ortonormais que têm informação sobre o tipo de desvios presentes nos arcos. Os valores próprios têm a informação sobre a intensidade de variabilidade contida nos dados e explicada por cada factor.

Uma vez encontrados os valores próprios e os factores, utilizou-se o critério de Kaiser [14] para escolher o número de factores que importa reter para explicar a variabilidade observada nos dados. Este critério estabelece que se devem utilizar apenas factores cuja variância seja superior a 1, ou seja, factores que contenham variância superior à de uma variável.

Para definir um possível indicador escalar capaz de captar informação sobre a performance motora das duas mãos, foi necessário estudar a possibilidade dos factores poderem classificar os resultados. Decidimos estudar como estes variavam em função do comprimento do arco $\Delta\theta$. Na figura 2.12 estão representadas as contribuições individuais dos três principais factores em função do comprimento do arco $\Delta\theta$. Pode-se observar que enquanto a contribuição do Factor 1 (F1) tende a decrescer com o aumento do comprimento do arco $\Delta\theta$, os outros dois factores (F2, F3) tendem a tornar-se mais relevantes.

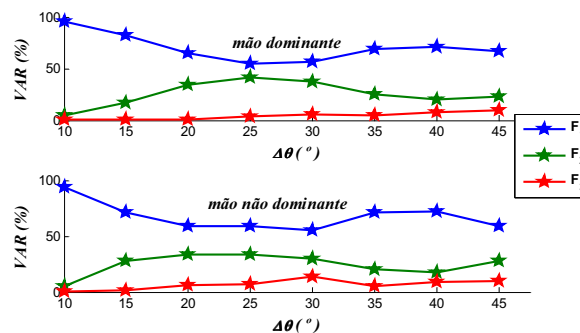


Figura 2.12 – Contribuição individual dos três factores correspondentes aos três maiores valores próprios para a mão dominante (cima) e para a mão não dominante (baixo)

Ainda através desta análise foi possível verificar que nos sujeitos em estudo para arcos cujo comprimento $\Delta\theta$ é inferior a 20° são necessários apenas dois factores para explicar a variabilidade contida nos dados. No entanto, para espirais desenhadas com a mão não dominante, o Factor 3 tornou-se relevante para arcos de comprimento $\Delta\theta$ superior ou igual a 20° . Podemos por isso formular a hipótese de que a magnitude do Factor 3 pode é um indicador escalar que distingue a performance motora das mãos. Na figura 2.13 apresenta-se a magnitude do Factor 3 para as espirais desenhadas tanto com a mão dominante como com a não dominante e para todos os sujeitos saudáveis em estudo.

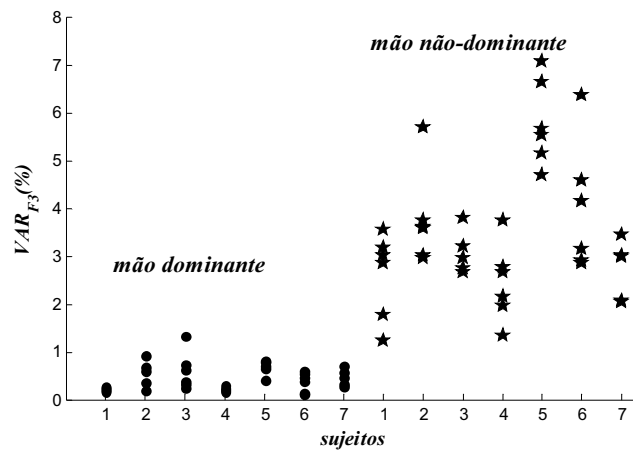


Figura 2.13 – Magnitude do terceiro factor (F3) para espirais desenhadas por sujeitos saudáveis com a mão dominante (lado esquerdo) e com a mão não dominante (lado direito)

A necessidade de incluir o factor 3 para explicar a variabilidade contida nos dados resulta das espirais desenhadas com a mão não-dominante serem menos suaves e regulares, pois o sujeito é obrigado a fazer correcções e compensações sistemáticas.

Para testar o nível de confiança deste resultado, utilizamos o *Welch's t-test*. O *Welch's t-test* é uma adaptação do *t-test* de Student de modo a ser utilizado em amostras com variâncias diferentes. Neste caso a variável t é definido pela seguinte expressão:

$$t = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}$$

onde \bar{X}_i é a média das amostras, s_i^2 é a variância e n_i é a dimensão da amostra i . No nosso caso as amostras contêm os 10 valores da magnitude do F3 para a mão dominante e para a mão não dominante. E o número de graus de liberdade, v , é dado pela expressão:

$$v = \frac{\left[\left(\frac{s_1^2}{n_1} \right) + \left(\frac{s_2^2}{n_2} \right) \right]^2}{\frac{\left(\frac{s_1^2}{n_1} \right)^2}{n_1 - 1} + \frac{\left(\frac{s_2^2}{n_2} \right)^2}{n_2 - 1}}$$

Os resultados estatísticos estão representados na Tabela 1, indicando que os nossos resultados oferecem um nível de confiança de 97.5%. Neste ponto deve-se referir que o resultado da aplicação deste teste estatístico deve ser tido prudentemente, uma vez que este teste pressupõe a normalidade das variáveis iniciais o que só deve ser verificado de forma aproximada.

Tabela 1-dados estatístico utilizados par o *Welch's t-test*.

<i>Sujeito</i>	<i>i=1</i>	<i>i=2</i>	<i>i=3</i>	<i>i=4</i>	<i>i=5</i>	<i>i=6</i>	<i>i=7</i>
\bar{X}_i^d	1,16	1,56	1,93	0,77	2,41	1,23	2,71
\bar{X}_i^{nd}	3,11	5,77	4,42	2,56	7,13	4,83	8,68
$(s_i^d)^2$	0,34	1,24	1,65	0,18	5,31	0,33	2,63
$(s_i^{nd})^2$	4,02	4,14	4,69	2,16	21,37	12,83	11,91
N	10,53	13,95	14,65	10,52	13,21	9,47	12,79
$t_{amostra}$	2,96	5,75	3,13	3,70	2,89	3,14	4,95
$t_{0.975}$	2,23	2,16	2,15	2,23	2,16	2,26	2,18

Analisamos ainda os coeficientes de cada factor para perceber a que tipos de desvios correspondem. O Factor 1 tem todas as componentes do vector com o mesmo sinal e por isso os desvios que representam são movimentos persistentes altamente correlacionados. Por exemplo, correspondem a trajectórias em que se um ponto se afasta da curva média num sentido, os seguintes tendem a também afastar-se na mesma direcção. Para o Factor 2 ocorrem duas mudanças de sinal nas componentes do vector próprio o que implica uma mudança do comportamento do arco, o que corresponde a uma compensação no movimento

efectuada pelo sujeito. Para o Factor 3 ocorrem três mudanças de sinal a que correspondem mais correcções do movimento, como se pode observar na figura 2.14 [16].

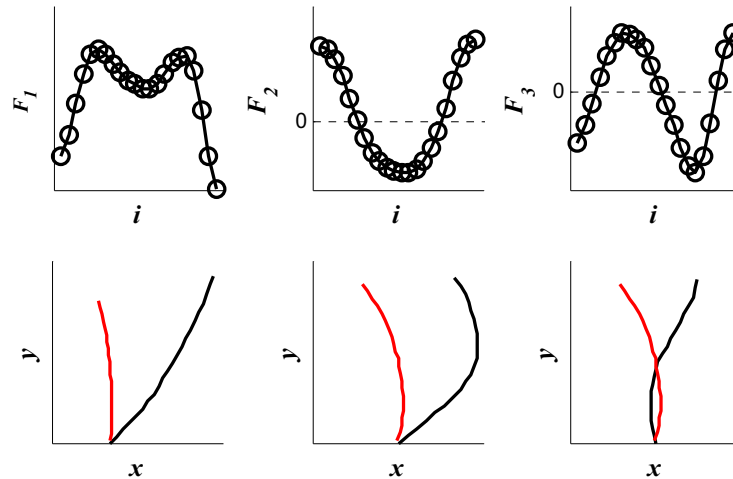


Figura 2.14 – cima: representação gráfica dos coeficientes dos F1, F2 e F3. baixo: representação de arcos (arcos pretos) com grande projecção do F1, do F2 e F3 e do arco médio (arco vermelho).

Como dissemos na apresentação da análise espectral, durante a execução do desenho não deve existir uma uniformidade na utilização de flexores e extensores. Por essa razão questionamo-nos se a não uniformidade da activação muscular se pode reflectir numa maior variabilidade da magnitude do terceiro factor. Para responder a essa questão decidimos aplicar a AF restrita a arcos definidos nos intervalos onde $\theta \in [350^\circ, 370^\circ], [80^\circ, 100^\circ], [170^\circ, 190^\circ]$ e $[260^\circ, 280^\circ]$, correspondentes a regiões onde se dá uma transição entre quadrantes (figura 2.15). Para o cálculo do terceiro factor em cada região e para cada paciente utilizei arcos de todas as dez espirais desenhadas por cada mão.

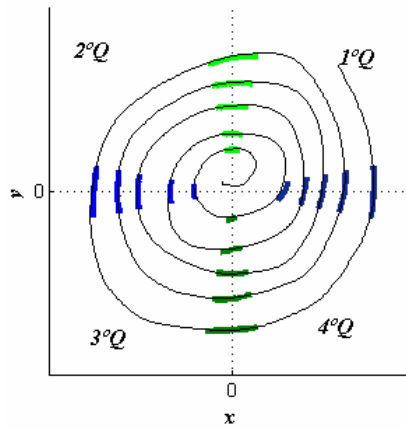


Figura 2.15 – Esquema representativo dos arcos de transição utilizados na análise

Como se pode verificar na figura 2.16 correspondente aos resultados obtidos em sujeitos típicos, na mão não dominante o terceiro factor varia muito mais, podendo ser tão pequeno como os terceiros factores observados na mão dominante, embora haja arcos para os quais os terceiros factores são muito superiores. Este resultado verificou-se em todos os sujeitos observados, embora o conjunto de arcos onde F3 é maior nem sempre corresponda à mesma posição. Isso deve-se à certeza ao facto de que nem todos os sujeitos escrevem usando orientações e posições da mão iguais.

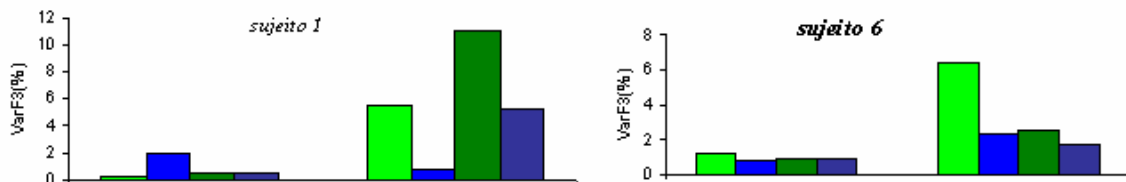


Figura 2.16 – Exemplo da magnitude do factor 3 para os arcos de transição de quadrantes para sujeitos saudáveis.

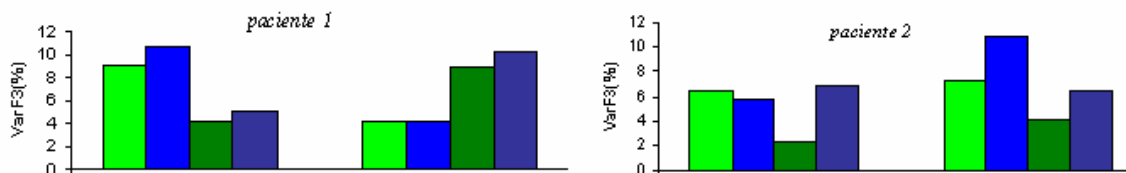


Figura 2.17 – Magnitude do factor 3 para os arcos de transição de quadrantes para pacientes.

A título de curiosidade apresento ainda resultados obtidos com pacientes. Pelas razões referidas na secção 2.2.2 estes resultados são ainda preliminares uma vez

que os pacientes tenderam a executar os exercícios usando estratégias e movimentos diferentes dos sugeridos. Verificamos mesmo assim que a magnitude do F3 é maior do que nos sujeitos saudáveis. Procurar-se-á em breve recolher mais dados de pacientes e avaliar se efectivamente será possível utilizar a magnitude do factor F3 para se classificar a qualidade do movimento executado, a natureza de uma patologia ou ainda avaliar o impacto de uma terapia.

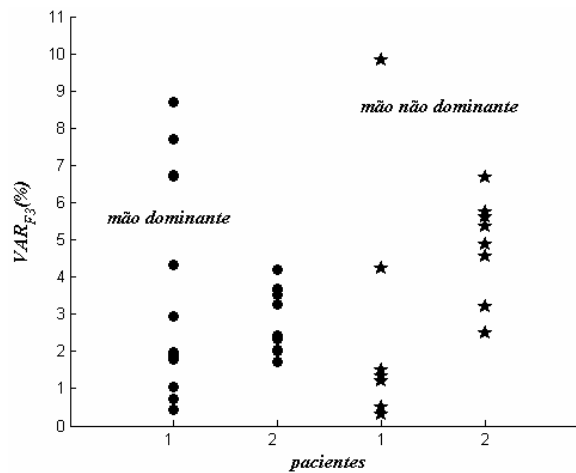


Figura 2.18 – Valores da magnitude do F3 de espirais desenhadas pelos pacientes

3

Assistente de Exercício

Em muitos programas de reabilitação para traumatizados medulares um dos objectivos primordiais é o de ajudar o paciente a reencontrar o equilíbrio do tronco e o controlo da postura. Para alcançar esse fim, o clínico elabora um plano de terapia intensiva para cada paciente e o terapeuta acompanha e auxilia o paciente durante a execução do exercício. Dada a falta de versatilidade e automatização de muitos equipamentos existentes em ambientes clínicos actualmente, estes exercícios têm requerido a presença contínua do terapeuta e não fornecem informações quantitativas sobre os progressos do paciente. É neste contexto que se decidiu desenvolver um equipamento versátil que pretende auxiliar o paciente durante a execução dos exercícios terapêuticos, dispensando a presença contínua do terapeuta, e possibilitando ainda uma análise quantitativa dos progressos do paciente, mesmo quando estes forem pequenos.

Neste capítulo, explicaremos primeiro o objectivo e a funcionalidade do equipamento, bem como as soluções propostas para alcançar este fim, depois descreveremos a via seguida para a implementação das soluções propostas e por fim apresentaremos alguns resultados obtidos.

3.1 Objectivo e funcionalidade do equipamento

O controlo do tronco é essencial em pacientes lesionados medulares tanto inferior como superior durante a execução de tarefas da vida quotidiana como ir a casa de banho ou passar de uma cadeira de rodas para uma cama para se deitar. Nesse sentido, o objectivo do equipamento que desenvolvemos é possibilitar aos pacientes ganhos de equilíbrio do tronco de modo a terem uma vida com mais qualidade.

O Assistente de Exercício é um sistema que pretende auxiliar um sujeito em exercícios de treino do equilíbrio do tronco como os ilustrados na figura 3.1. A posição P_0 é considerada a posição de equilíbrio e as posições P_1 e P_2 denotam as posições externas além das quais o paciente deixa de ter capacidade de retomar o equilíbrio, são estabelecidas no início do exercício sendo esta a única altura onde eventualmente um terapeuta, ou familiar, serão necessários. O exercício consiste na execução de movimentos dentro dos limites impostos pelas posições extremas P_1 e P_2 . Quando o movimento excede os limites estabelecidos, o equipamento deverá trazer o paciente de volta à posição de equilíbrio P_0 para então ser retomado o exercício.

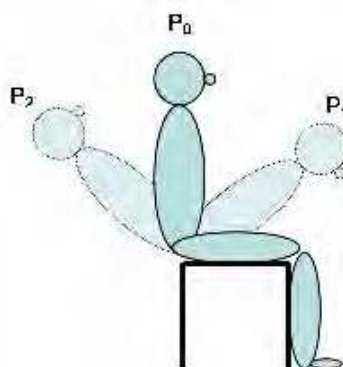


Figura 3.1 – Esquema do exercício a ser auxiliado pelo equipamento

Neste trabalho automatizamos este exercício, de modo a que possa ser realizado de forma autónoma pelo paciente. Para o conseguir foi preciso resolver duas questões essenciais: como detectar a posição do paciente e como repor o paciente na posição de equilíbrio.

Para o rastreio da posição do paciente ao longo do tempo podem-se utilizar métodos de visão computacional ou então métodos usando outros sensores. Os métodos de visão computacional usam câmaras (CCDs) para detectar um marcador no sujeito de modo a estimar a sua posição. A eficácia deste método depende das condições de iluminação do ambiente e das condições de visualização do marcador, tornando nem sempre possível a detecção precisa do marcador. Os métodos não visuais podem usar sensores inerciais, sensores ultra-sónicos, entre outros, para aceder a informações relativas à posição (ou sua variação) do sujeito. Estes sensores são acoplados ao sujeito, fornecendo informações mais precisas e menos sensíveis a factores externos, como a intensidade da luz. Estes sensores conseguem detectar pequenas variações do movimento, tornando assim o rastreio da posição mais rigoroso. Face às vantagens desta última classe de sensores optamos pela sua utilização, nomeadamente a utilização de acelerómetros, que no nosso exercício serão utilizados como inclinómetros.

Para a reposição do paciente optamos por utilizar um motor de corrente continua como actuador para reconduzir o sujeito de volta a posição de equilíbrio. A ligação entre o sujeito e o motor foi feita através de duas cordas que foram presas ao colete do sujeito. Para a execução desta tarefa sentimos a necessidade duma estrutura de suporte para as roldanas e para o motor e por isso projectei uma estrutura mecânica para o suporte.

Estando o exercício automatizado este passou a ser controlado por um computador. O sujeito acede a uma interface gráfica que através do computador, controla o equipamento lhe permitindo executar o exercício. A interface gráfica fornece informação ao sujeito sobre a sua posição durante a execução do exercício. O sujeito tem vestido um colete ao qual foi acoplado um sensor inercial que mede em tempo real a posição do paciente e a envia para o computador. Caso o valor da posição esteja para além das posições P_1 e P_2 , é enviado um comando para o equipamento e é accionado o motor que traz a pessoa de volta a posição de equilíbrio P_0 .

Para tornar o sistema mais versátil, optamos por uma comunicação sem fios entre o computador e motor e entre o computador e o sensor. O sistema é então composto por um computador para monitorizar o exercício e comandar o motor; por um dispositivo micro-controlador para controlar o motor e o sensor de posição; por um colete equipado com o sensor; por dois dispositivos de comunicação sem fios, um acoplado ao computador e outro acoplado ao dispositivo de controlo do motor e do sensor de posição; e ainda por uma estrutura mecânica de suporte do motor e do conjunto de roldanas.

3.2 *Electrónica de instrumentação do sistema*

Em termos de instrumentação, foi necessário implementar dois circuitos: um circuito de controlo que permite controlar o motor e fazer a leitura do sensor; e um circuito de comunicação que fica acoplado ao computador para possibilitar comunicação sem fios entre o computador e o circuito de controlo.

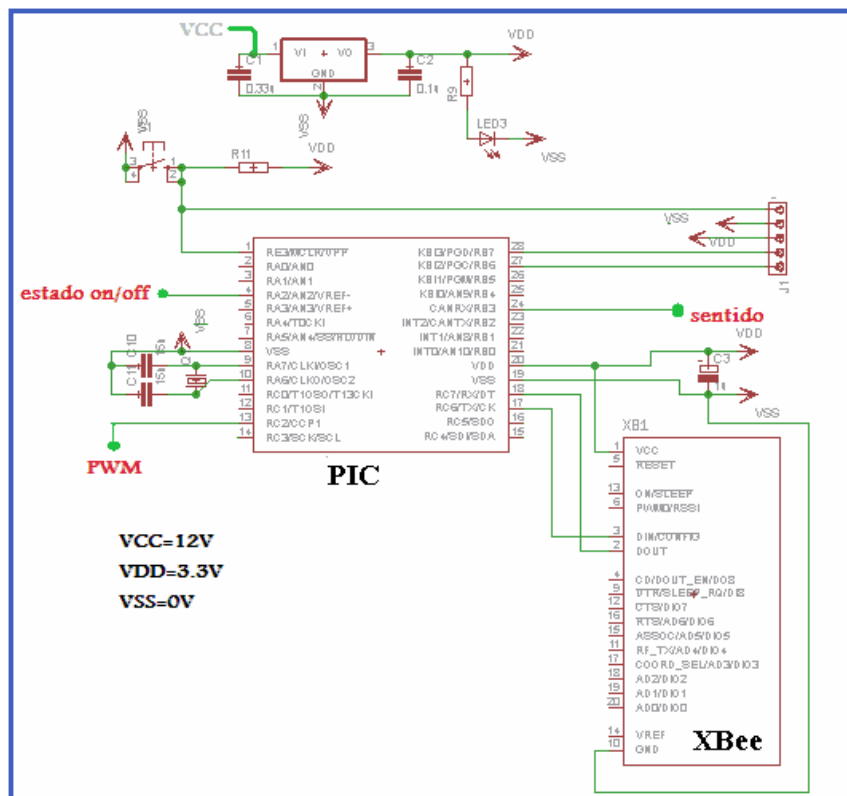
Para uma melhor descrição dos mesmos, optou-se por descrevê-los separadamente. O circuito de controlo foi ainda dividido em duas partes, o circuito de controlo do motor e o circuito de leitura do sensor

3.2.1 Circuito de controlo do motor

A função principal do motor é a de repor o sujeito na posição de equilíbrio. Foi necessário dar especial atenção à velocidade e ao sentido de rotação do motor. A velocidade é um dos pontos cruciais no controlo do motor, e tanto pode depender da tensão que lhe é aplicada como pode depender da carga a que o motor está sujeito. Como se pretende que a velocidade seja independente da carga, uma vez que esta varia de sujeito para sujeito, é necessário controlar a tensão que é aplicada ao motor. Para controlar esta tensão utilizamos a modelação da largura do pulso (PWM- *pulse width modulation*), em que o duty-cycle controla a velocidade que se pretende. O sentido de rotação do motor também é crucial no controlo do motor, uma vez que é necessário saber o sentido para qual o motor é accionado, para subir ou descer o sujeito.

Por ser necessário controlar a velocidade e o sentido do motor, optou-se por utilizar um micro-controlador PIC. Para uma melhor compreensão decidiu-se dividir o esquema do circuito electrónico em dois blocos: o bloco do micro-controlador e o bloco do controlo do motor, que acciona o motor num determinado sentido e com uma determinada velocidade.

O bloco do micro-controlador inclui um módulo XBee [17] que estabelece a comunicação sem fios entre o computador e um micro-controlador PIC18F2685 [18]. O PIC possui várias funcionalidades já incorporadas, entre as quais a modulação PWM, a comunicação série e a comunicação através de SPI (*Serial Peripheral Interface*). O esquema representado na figura 3.2 ilustra os vários componentes deste bloco. Note-se que foi preciso utilizar um regulador de tensão LM2937ET, uma vez que o circuito global, que integra o próprio motor, é alimentado com uma fonte de 12 volts contínuo e este bloco, por imposição do PIC e do XBee, é alimentado com uma tensão de 3.3V.



O módulo XBee é um circuito integrado que permite a comunicação sem fios entre o circuito de controlo e o computador. Foi necessário utilizar dois módulos XBee: um no bloco de micro-controlador e outro no circuito de comunicação como veremos na secção 3.2.3.

O PIC é um componente central no circuito de controlo do motor e na comunicação de dados e de comandos com o computador. Gera os sinais que alimentam o bloco do controlo do motor (sentido, velocidade, estado on/off), comunica com o módulo XBee utilizando a norma RS-232 (UART) e lê os dados do sensor acelerómetro. Os pinos de saída do PIC para o controlo de motor são os seguintes: RC2 (pino multiplexado), para a saída do sinal PWM; RB3, que define o sentido de rotação do motor; e RA2 que define o estado on/off do motor.

O bloco do motor é composto pelo circuito integrado L6203 [19], um motor DC de 12V da série 942D da MFA COMODRILLS [20] e dois circuitos integrados digitais de portas analógicas NAND, 72LS00. A figura 3.3 ilustra este bloco.

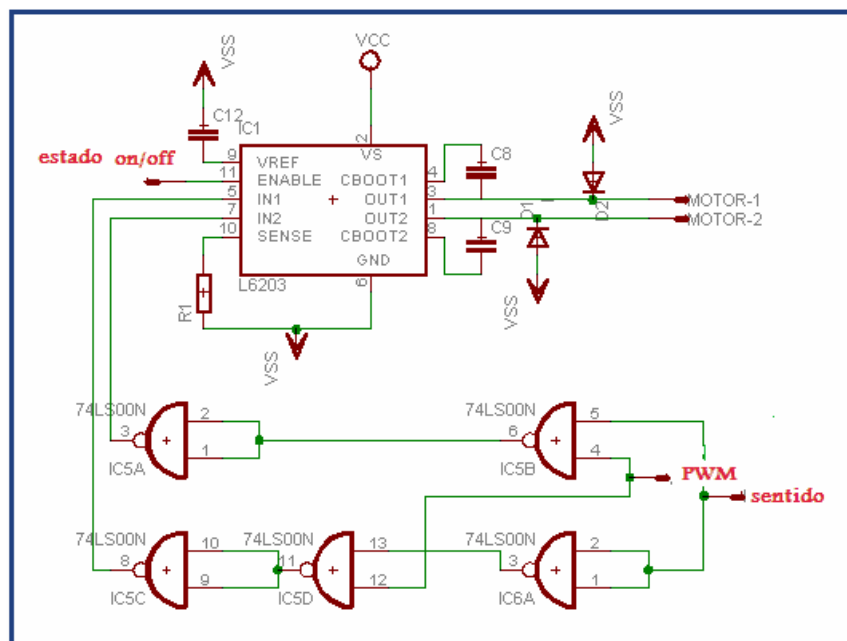


Figura 3.3 – Esquema do bloco do controlo do motor.

O circuito integrado L6203 é composto por uma ponte-H, onde cada metade da ponte-H é controlada pelas saídas de um circuito digital. As entradas do circuito digital são os sinais PWM e o sentido de rotação do motor. O sinal de sentido

selecciona uma das metades para ser alimentada com o sinal PWM e anula a outra metade. A ponte-H tem uma entrada de estado on/off (enable) que controla ambas as metades da ponte, activando (valor 1) ou desactivando (valor 0). Note-se que se o enable estiver a zero, os sinais do sentido e do PWM são ignorados e o motor não é accionado. Com enable a um, se ambas as metades tiverem o mesmo valor, também o motor não é accionado.

O sentido de rotação é definido pelo valor lógico das entradas IN-1 e IN-2. Como é o PIC que controla a velocidade, o sentido e o estado on/off, foi preciso arranjar um circuito que permutasse as entradas dependendo do sentido de rotação desejado, e essa é a função das portas NAND no circuito.

O motor é um sistema indutivo e para evitar possíveis picos de corrente da força contra-electromotriz e possíveis interferências com o micro-controlador utilizaram-se dois díodos BYW98 nas saídas (OUT1, OUT2) do L6203.

3.2.2 Circuito de leitura do sensor

Os sensores de aceleração são usados em várias aplicações como na monitorização de sistemas mecânicos, alarmes, periféricos de computadores, detectores de velocidade entre outros. Através das suas características e das informações que deles se retiram, a sua aplicação no campo da medicina tem-se generalizado [3]. Os sensores de aceleração podem medir não só as acelerações dinâmicas mas também a inclinação, rotação, vibração, colisão e a gravidade (acelerações estáticas).

Neste trabalho, utilizamos um acelerómetro capacitivo para medir a inclinação do sujeito. Um acelerómetro capacitivo contém um condensador entre a massa e a estrutura de suporte. Uma aceleração da massa provoca variações no espaçamento entre a placa fixa e a parte móvel do condensador provocando uma variação da carga, dado que a carga do condensador é inversamente proporcional a espaço entre as placas, $C = \epsilon A/d$. O sensor detecta essa variação e apresenta à saída um sinal digital com amplitude relacionada proporcional à

aceleração a que este foi sujeito. O sensor utilizado é capaz de medir a aceleração nos três eixos (x , y e z).

Para adquirir este sinal foi preciso desenvolver um circuito que pudesse comunicar com o sensor, de modo a fazer a leitura das acelerações axiais e enviá-las para o computador, onde estas podem ser analisadas. Na figura 3.4 está representado o esquema das ligações do sensor a um micro-controlador.

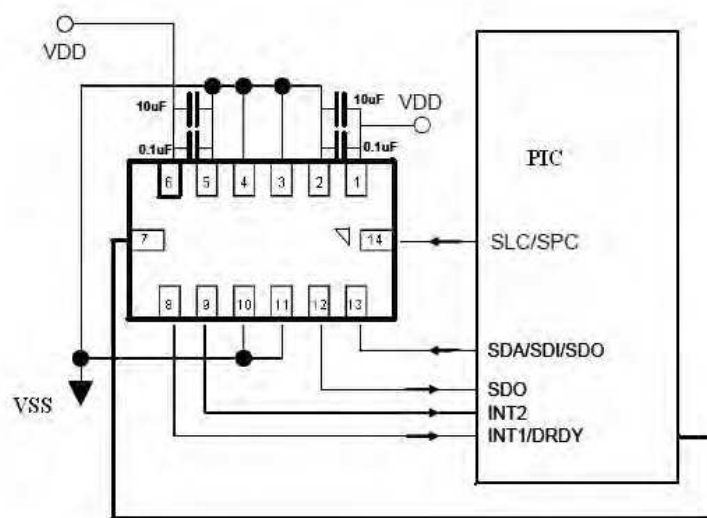


Figura 3.4 – Esquema das ligações do sensor ao micro-controlador (adaptado de [21])

Este sensor está incorporado no bloco do micro-controlador ficando assim o hardware do bloco do PIC composto por um acelerómetro MMA7456L [21], o módulo XBee, e o micro-controlador PIC18F2685 que faculta a comunicação SPI com o sensor e a comunicação série com o módulo XBee.

O sensor MMA7456L é um circuito integrado programável através de comunicação SPI ou de comunicação I²C, podendo configurar os registos para se adequarem às necessidades do utilizador. Tem a vantagem de mostrar à saída dados digitais o que facilita a transferência deste para o micro-controlador.

O micro-controlador controla o sensor através dos sinais que este recebe nos pinos 13-SDI (*serial data input*), 12-SDO (*serial data output*), 7-CS (*chip select*) e 14-SCL (*serial clock*). O sinal lógico recebido no CS define o tipo de comunicação. Se for zero é utilizada a comunicação SPI, caso contrário, é utilizada a norma I²C. O pino SDI recebe os dados enviados do PIC e o SDO envia dados para o PIC. O

SCL é controlado pela frequência do relógio (*clock*) definido no micro-controlador para a comunicação.

Na figura em baixo está representada a placa impressa do circuito de controlo, onde se pode ver o módulo XBee, o sensor e o micro-controlador.

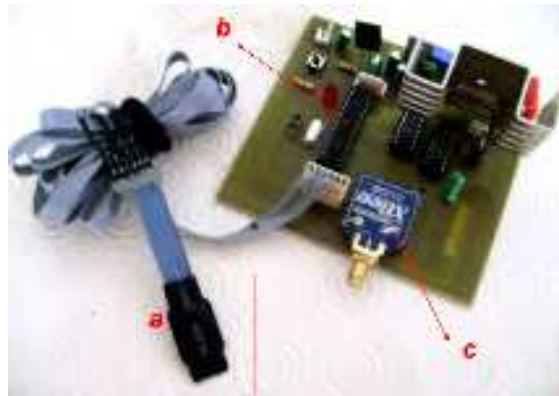


Figura 3.5 – Placa do circuito de controlo com o sensor (a), o pic (b) e o XBee (c)

3.2.3 Circuito de comunicação

Neste trabalho desenvolvemos um circuito para equipar o computador com um módulo XBee. Embora tenha surgido recentemente um adaptador XBee-USB, que desempenha a mesma função, este tem ainda a desvantagem de ter um custo elevado.

O circuito de comunicação contém um módulo XBee que permite a comunicação entre o circuito de controlo acima descrito e o computador. O seu esquema está representado na figura 3.6, onde podemos ver o módulo XBee, o circuito integrado MAX232 [22] e a interface DB9 para conectar a porta série do computador.

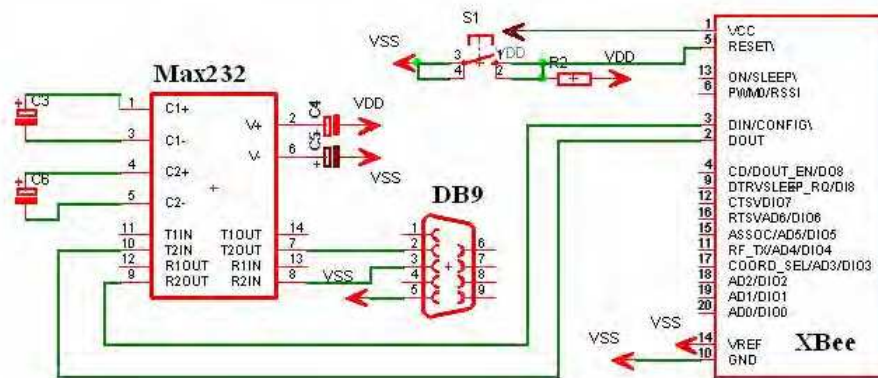


Figura 3.6 – Esquema do hardware de comunicação.

O circuito integrado MAX232 é composto por dois receptores e dois transmissores. Cada receptor converte o sinal EIA-232 para o nível de tensão dos TTL/CMOS e cada transmissor converte o sinal dos TTL/CMOS para um sinal EIA-232, possibilitando a comunicação entre o computador e o módulo XBee. A figura em baixo mostra a placa impressa do circuito de comunicação.



Figura 3.7 – Circuito de comunicação com o Xbee (a), o Max232 (b) e o DB9 (c)

Os módulos XBee, como já foi referido anteriormente possibilitam comunicação sem fios com um hardware bastante compacto. Pode-se ligar o XBee directamente a um dispositivo com o nível lógico compatível com o UART, por exemplo um micro-controlador com o módulo EUSART, ou através de um conversor, como o MAX232 por exemplo, com qualquer dispositivo com comunicação série tipo um computador. A comunicação entre os módulos XBee está representada na figura 3.8 e é feita sem fios (via wireless) numa banda de frequência de 2.4GHz.

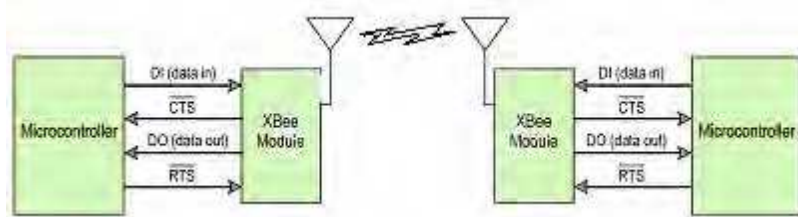


Figura 3.8 – Diagrama do fluxo de dados num ambiente UART. Os XBee estão ligados directamente a micro-controladores [17]

Os dados a serem enviados entram no módulo UART através do pino DI (pino 3) como um sinal série assíncrono. A comunicação série só funciona se os dois UARTs estiverem configurados com características compatíveis (baud rate, paridade, bit de início, bit de paragem e bits dos dados). Normalmente, cada byte de dados a enviar (oito bits), está enquadrado por um bit de início, um bit de paridade e um bit de paragem. Os módulos XBee operam numa gama com *baud rates* que vão dos 1.200 aos 250.000 bits por segundo.

3.3 Programação do sistema

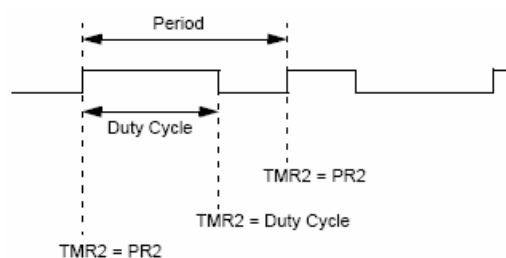
Durante a implementação do sistema, foram desenvolvidos vários programas para testar as funcionalidades de cada parte do circuito em separado, uma vez que o equipamento foi desenvolvido por estágios. Primeiro desenvolvemos o controlo do motor e utilizamos a comunicação por porta série para comunicar com o computador. De seguida acrescentamos o sensor ao circuito de controlo e definiu-se um protocolo de transmissão de dados e de comandos entre o computador e o circuito desenvolvido. Até aqui, a interface de comunicação utilizada com o computador foi a porta série, que requer uma ligação ao circuito através de um cabo. Sentimos a necessidade de separar o computador do circuito desenvolvido e uma solução de baixo custo que encontramos consiste em utilizar módulos Xbee para implementar uma comunicação sem fios. A comunicação wireless implementada tem um alcance 'indoor' de trinta metros e 'outdoor' de noventa metros. Em todas estas fases foi preciso testar a resposta do motor, a resposta do sensor, a resposta da comunicação sem fios e a resposta do sistema em conjunto

3.3.1 Programação do controlo do motor

Para controlar o motor foi preciso programar o micro-controlador de forma a receber comandos do computador e accionar o motor em conformidade. A programação do PIC foi feita utilizando a ferramenta MPLAB IDE que para além de possibilitar a escrita de código fonte, simula, compila, detecta erros, faz a linkagem para código de máquina, o debugging e possibilita ainda a transferência do código máquina para o micro-controlador. A linguagem de programação utilizada foi o C e o compilador foi o MCC18 (*Microchip C Compiler*, para micro-controladores da família 18F).

O motor é controlado através dos sinais do PWM do micro-controlador, para controlo de velocidade e do estado on/off para definição do sentido de rotação. Assim, foi necessário programar o PIC para modular um sinal PWM e definir os estados do sentido e do estado on/off em função dos comandos que o PIC receber do computador.

O PIC utilizado está equipado com um módulo CCP (*Capture/Compare/PWM*) que pode ser configurado para produzir um sinal PWM com 10 bits de resolução. O período do PWM e a frequência de oscilação são determinados pelo Timer2 (TMR2). O período pretendido é especificado no registo PR2 (*Timer 2 Period Register*).



O duty-cycle tem 10 bits de resolução que são especificados escrevendo no registo CCPRxL os 8 bits mais significativos e nos bits quatro e cinco do registo CCPxCON os 2 bits menos significativos. Embora a resolução do duty-cycle seja de 10 bits (0 a 1023), ficamos limitados pela comunicação por porta série a 8 bits. Assim, no código do PIC converti valores que variam entre 0 a 255 para valores que variam de 0 a 1023 multiplicando por quatro o valor recebido. O PWM gerado

pelo PIC tem uma frequência de 3kHz e o seu duty-cycle é definido pelo utilizador que define assim a velocidade do motor.

O sentido e o estado on/off também são definidos pelo utilizador através de comandos que este envia para o PIC via comunicação por porta série. Sendo assim, é necessário ter uma noção geral de como funciona a comunicação de dados entre equipamentos que implementam o padrão EIA232 também conhecido como RS-232. O uso deste padrão foi determinado para aproveitar o módulo EUSART (*Enhanced Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter*) do PIC que possibilita comunicação via porta série. Os computadores normalmente são equipados com portas série através de conectores DB9 macho e usam a codificação ASCII. Na inexistência deste conector normalmente pode-se aplicar um adaptador. Para que essa comunicação fosse possível foi necessário configurar os registos do EUSART.

Para configurar a transmissão e recepção usei o módulo EUSART do PIC em modo assíncrono, que usa o formato *non-return-to-zero* com os bits a comunicar enquadrados entre um bit de início (*start bit*) e um bit de paragem (*stop bit*). O EUSART é controlado através de três registos: o TXSTA (*Transmit Status and Control*), o RCSTA (*Receive Status and Control*) e o BAUDCON (*Baud Rate Control*). No programa trabalhei tanto com a transmissão como com a recepção de 8 bits, a baixa velocidade e com um baud rate de 9600 bits/ segundo.

Após configurar a comunicação série e a modulação do PWM, foi possível testar o controlo do motor sem muitas complicações utilizando a ferramenta do Windows *Hyper Terminal* para enviar caracteres para o PIC e utilizando um protocolo de comunicação como o apresentado na Tabela 2.

Tabela 2-Descrição das funções dos caracteres utilizados no protocolo de comunicação entre o PIC e o computador

Carácter	Função
'V'	Notifica o PIC que o próximo carácter enviado define o duty-cycle
'R' ou 'r'	Move o motor para a direita
'L' ou 'l'	Move o motor para a esquerda
'S' ou 's'	Pára o motor-

3.3.2 Programação da leitura do sensor

Para testar o sensor foi preciso tanto configurar o acelerômetro como o micro-controlador.

O sensor MMA7456L usa a comunicação digital SPI. A comunicação SPI é usada para comunicações série síncronas entre um dispositivo *Master* e dispositivos *Slave*. O nosso sensor opera sempre como um dispositivo *Slave*, e tipicamente, o dispositivo *Master* pode ser um micro-controlador que guia o sinal do SPC (*serial port clock*) e do CS (*chip select*).

A leitura SPI é feita enviando um comando de 8 bits constituído por 1 bit que identifica o modo de leitura (R/W) e 6 bits do endereço do registo que se pretende ler e 1 bit sem importância. O valor lido nesse endereço é enviado na transferência seguinte, como se pode observar no diagrama abaixo.

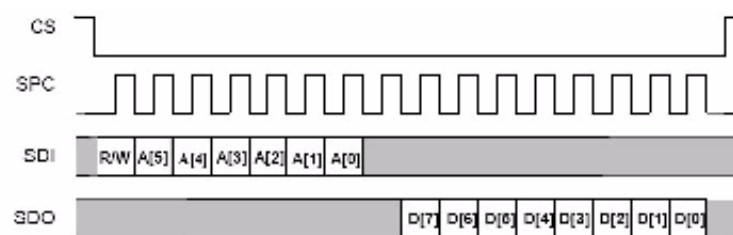


Figura 3.9 – Diagrama da leitura de um registo de 8 bits para a comunicação SPI do sensor

A escrita SPI é feita enviando um comando de escrita constituído por: 1 bit que identifica o modo de escrita (R/W), 6 bits do endereço do registo que se pretende ler, 1 bit sem importância seguido do valor que se pretende escrever no registo (Figura).

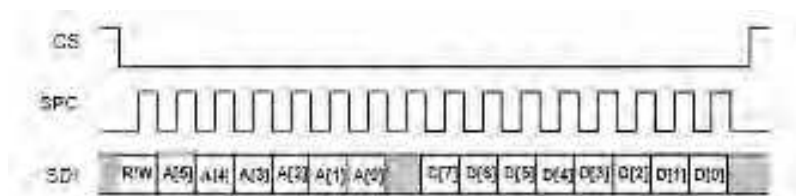


Figura 3.10 – Diagrama da escrita de um registo de 8 bits para a comunicação SPI do sensor

Como os registos do sensor são acedidos através da escrita e da leitura SPI, foi preciso configurar o módulo MSSP (*Master Synchronous Serial Port*) do micro-

controlador em modo de operação SPI. Para estabelecer a comunicação SPI foi preciso configurar o registo SSPSTAT (*status register*) para definir o modo de operação como SPI, e o registo SSPCON1 (*control register 1*) para definir o PIC como o dispositivo *Master*, tornando assim o micro-controlador responsável pela frequência do relógio (*clock*) que o sensor utiliza na transmissão/recepção de dados. Neste trabalho a frequência utilizada foi de 5MHz.

Foi então possível, desenvolver-se um programa para efectuar a leitura e a escrita dos registos do sensor para acelerações numa gama de $\pm 2g$ com uma resolução de 8 bits. Num teste rápido à resposta do sensor utilizou-se a ferramenta do Windows *Hyper Terminal* para enviar caracteres para o PIC, e recebe os valores correspondentes as acelerações ao longo dos três eixos (va_x , va_y , va_z). Para se controlar o fluxo de dados desenvolveu-se o protocolo de comunicação descrito na tabela 3.

Tabela 3 – Protocolo de comunicação para a leitura do sensor

Carácter	Função
'C' ou 'c'	Notifica o PIC para estabelecer a comunicação SPI e ler os valores das acelerações
'P' ou 'p'	Notifica o PIC para terminar a comunicação SPI

É necessário identificar a direcção dos eixos ao longo da qual a leitura das acelerações é feita. Na figura 3.11-a) está representada a direcção dos eixos do nosso sensor em relação ao campo gravítico da terra, g . Na figura 3.11-b) está representado a posição em que fica o sensor quando está solidário com o sujeito, o eixo X do acelerómetro corresponde ao eixo Z do sistema referencial do sujeito e o eixo Z ao eixo X do sistema referencial do sujeito, ocorre uma rotação de 90° .

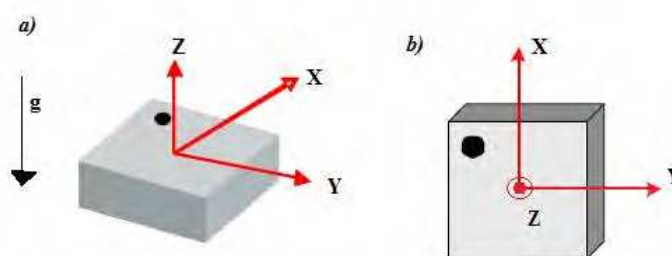


Figura 3.11 – Direcção dos eixos das acelerações em função do campo gravítico terrestre.

Na figura 3.12 apresenta-se um resultado típico obtido quando o sensor é ajustado ao antebraço e este executa movimento de rotação em torno do cotovelo. Tal como no caso que nos interessará também o movimento é executado principalmente num plano (plano xz) por isso pode-se verificar que a componente segundo Y pouco varia.

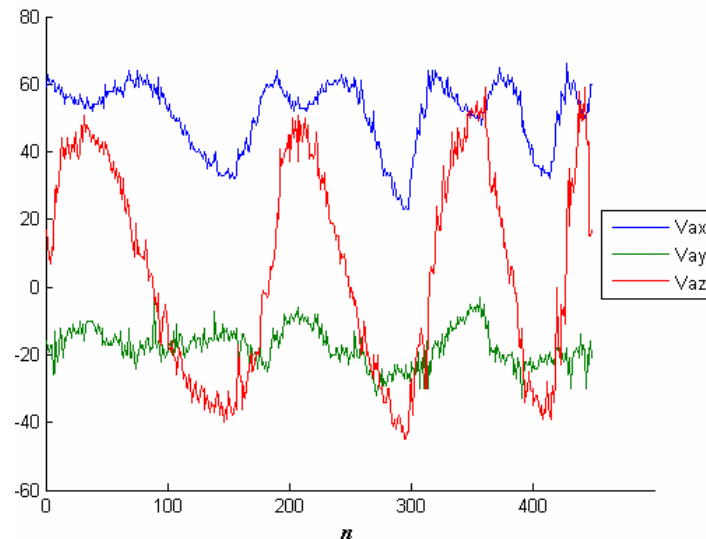


Figura 3.12 – Gráfico ilustrativo dos valores correspondentes as acelerações axiais

Para movimentos com pequenas acelerações – tal como sucederá na aplicação – o acelerómetro funcionará como inclinómetro, pois medirá essencialmente a direcção do vector aceleração gravítica. Torna-se então possível estimar a rotação do sensor através das expressões [23]:

$$\rho = \arcsin(a_x);$$

$$\varphi = \arcsin(a_y);$$

$$\theta = \arccos(a_z);$$

onde (ρ, φ, θ) são os ângulos de rotação definidos na figura 3.13 e (a_x, a_y, a_z) são as componentes axiais normalizadas da aceleração.

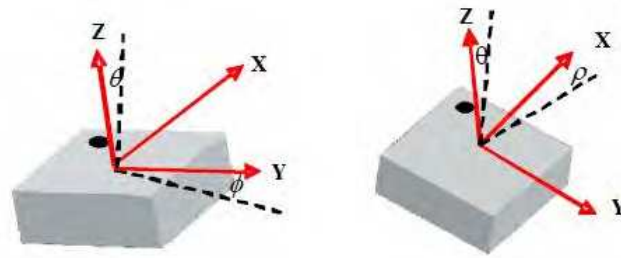


Figura 3.13 – Esquerda: rotação de um ângulo θ no eixo do Z e de um ângulo ϕ no eixo do Y. Direita: rotação de um ângulo ρ no eixo do X.

Sabendo os ângulos de rotação de cada componente da aceleração inercial, pode-se então determinar a posição do sujeito.

3.4 Interface gráfica do exercício de equilíbrio

Para que o circuito desenvolvido tivesse alguma aplicação em ambiente clínico, sugerimos uma interface gráfica que controlasse simultaneamente o motor e o acelerómetro (ver figura 3.14) e que pudesse ser usado por um utilizador para executar simples exercícios de equilíbrio.

Este programa controla o motor através dos parâmetros do painel 'Motor', onde se pode configurar a velocidade do motor tanto através do botão de deslocamento horizontal ou introduzindo o valor numérico na caixa disponibilizada para o efeito. Para mandar o motor subir, descer ou parar basta carregar nos respectivos botões.

O sensor é accionado pressionando nos botões do painel 'Posição' ou quando o exercício é iniciado. Pode-se parar a aquisição dos dados do sensor a qualquer altura terminando o exercício carregando no botão 'Terminar'.

Equipamento Equilibrio

Nome do paciente:

Posição

Frente: Equilíbrio: Tras:

Tempo: min

Motor

Velocidade:

Figura 3.14 – Interface gráfica de controlo do equipamento pelo utilizador

Descrição do exercício

Para iniciar o exercício o sensor é colocado no colete do sujeito e o terapeuta regista a posição de equilíbrio do paciente carregando no botão ‘Equilíbrio’. De seguida carrega no botão ‘Descer’ para poder movimentar o paciente até à posição limite anterior. Nessa altura deve pressionar no botão ‘Parar’ e registar essa posição, pressionando no botão ‘Frente’. De seguida deve recolocar o sujeito na posição de equilíbrio e repetir os mesmos passos para registar a posição limite posterior. Uma vez definidas as posição limite, define-se o tempo de exercício preenchendo o campo ‘tempo’ e inicia-se o exercício.

O exercício consiste na execução de movimentos do tronco para frente e para trás, e durante todo o processo são realizadas leituras do sensor para garantir que o paciente não ultrapasse os limites definidos pelo terapeuta. Caso aconteça um desses casos o motor é accionado automaticamente trazendo o paciente a posição de equilíbrio e evitando que ele caia.

Uma vez iniciado o exercício, é criado um ficheiro com extensão ‘.txt’ e com o nome definido pelo utilizador no campo ‘Nome’. A data da criação do ficheiro é automaticamente incluída no nome do ficheiro guardado, para melhor organização

de arquivamento. Neste ficheiro são guardadas as acelerações em função do tempo para posterior análise clínica.

Para que o exercício possa ser executado, sentimos a necessidade de desenvolver uma estrutura mecânica para suportar o paciente e ligá-lo ao motor. A descrição do seu dimensionamento e projecto serão abordados na secção seguinte.

3.5 Dimensionamento da estrutura mecânica

Para dimensionar a estrutura, foi preciso analisar o tipo de movimentos e as forças envolvidas durante a execução do exercício. Na figura 3.15 está representado um esquema do movimento da pessoa durante o exercício. Considerando que o sujeito precisa do auxílio do motor para recuperar a partir de uma posição limite, P_1 ou P_2 , é necessário determinar a força \vec{F}_c que terá de ser aplicada sobre o sujeito para o trazer até à posição de equilíbrio P_0 .

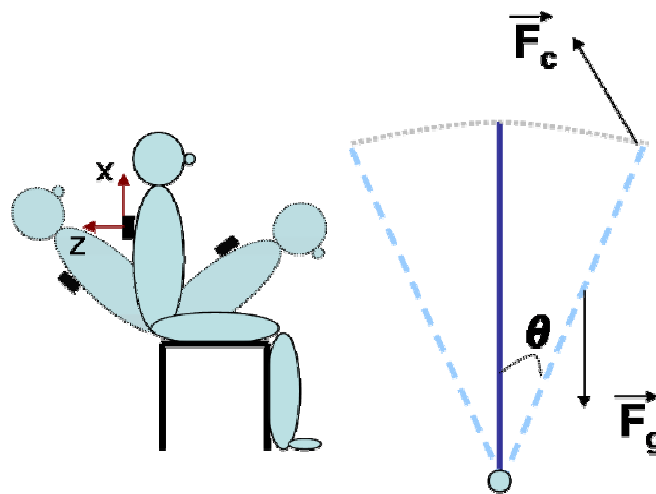


Figura 3.15 – Esquema do movimento do sujeito durante a execução do exercício e das forças que actuam no sujeito.

Por simplicidade, consideramos que a corda está presa numa posição suficientemente alta para que se possa assumir que a direcção da força de tensão da corda \vec{F}_c , está aplicada sobre a vertical. Para que ocorra um movimento de rotação do tronco, o momento resultante, $M(res)$, terá que ser maior que zero.

$$M(res) = M(\vec{F}_c) + M(\vec{F}_g)$$

$$M(\vec{F}_c) + M(\vec{F}_g) > 0$$

Para que o tronco descreva apenas o movimento de rotação, a força resultante terá que ser igual a zero, impedindo que o tronco tenha um movimento de translação.

$$\vec{F}_c + \vec{F}_g = 0$$

$$\|\vec{F}_c\| = \|\vec{F}_g\|$$

Considerando um sujeito que pesa 50kg da cintura para cima, temos que:

$$\|\vec{F}_c\| = 500N$$

Para trazer o sujeito de volta à posição P_0 é preciso accionar motor de maneira a recolher a corda. Na figura 3.16 pode-se observar que o motor aplica um torque T sobre uma roldana, fazendo com que essa gire e recolha a corda que está sujeita a uma tensão \vec{F}_c estimada anteriormente.

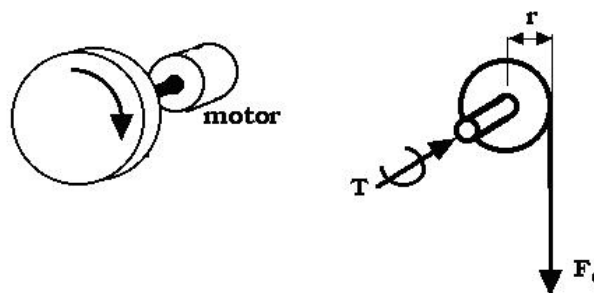


Figura 3.16 – Representação do sistema motor + roldana

O motor que utilizamos neste trabalho é alimentado com uma tensão de 12V, e na eficiência máxima tem uma potência de 21.2 W e um torque 7.89Nm [20]. Assim sendo temos:

$$\begin{cases} T = F_c \cdot r \\ F_c > 500N \end{cases}$$

Torna-se então possível estimar o raio da roldana, r :

$$r < \frac{T}{F_c} = 15.78mm$$

Depois de dimensionar a roldana com um raio de 15mm, utilizou-se o programa CATIA para desenhar a estrutura de suporte representada na figura 3.17. A distância entre as roldanas foi de 60cm, pois esta foi considerada a largura média de ombro a ombro numa pessoa adulta.



Figura 3.17 – Estrutura de alumínio do equipamento de equilíbrio.

Esta estrutura foi projectada para ser utilizada, numa fase de protótipo, presa a um suporte gradeado existente no centro de reabilitação com o qual colaboramos. A figura em baixo ilustra o equipamento preso ao suporte considerado.



Figura 3.18 – Estrutura de suporte do equipamento

Este equipamento foi testado em ambiente clínico, onde se pode comprovar a sua funcionalidade. Contudo durante esta fase o equipamento não foi testado em pacientes reais.

Conclusões e perspectivas futuras

Neste trabalho foram abordadas duas estratégias de baixo custo, susceptíveis de ampla aplicação hospitalar na área da medicina de reabilitação.

A análise da performance motora da mão permitiu-nos concluir que é possível utilizar análise do espectro de potência e a análise de factores comuns para obter simples indicadores escalares sobre o controlo motor em simples exercícios com relevância clínica. Estes indicadores quantitativos captaram as diferenças entre a performance do controlo motor da mão dominante e a da mão não dominante. Neste trabalho ainda não foi possível associar esses indicadores a um comportamento patológico por falta de dados. O próximo passo deverá ser o de usar estas metodologias em mais sujeitos com disfunções motoras. A análise de factores deve ser particularmente relevante neste caso, porque não só a magnitude do terceiro factor parece aumentar como podem ainda aumentar as magnitudes de outros factores. Assim, os resultados preliminares apresentados parecem indicar que pode ser possível identificar padrões da performance motora que distingam a falta de treino de outras disfunções musculares e cognitivas.

O desenvolvimento do Assistente de Exercício constitui um passo importante na monitorização sistemática do progresso de reabilitação motora em lesionados medulares. Este é um aspecto particularmente relevante se pretenderem desenvolver novas metodologias pois a possibilidade de testar novas hipóteses e

conceitos encontra-se muitas vezes limitada pela incapacidade de aplicar equipamentos existentes em novas situações. O equipamento parece vir a ser muito prático no auxílio de pacientes durante a execução de exercícios de controlo motor. A utilização de sensores inerciais neste tipo de exercício parece vir a ser uma ferramenta de muita utilidade em ambientes clínicos. Este equipamento pode ainda ser melhorado em diversos aspectos. No futuro pretende-se dotar o sensor de posição de funcionalidade wireless para maior comodidade de utilização e para que possa ser aplicado a mais exercícios de controlo do movimento. A estrutura de apoio pode ainda ser otimizada, tanto a nível de funcionalidade como de design. A estrutura poderia ainda complementar a inclusão de mais actuadores, para maior versatilidade de exercícios. Este último ponto foi excluído nesta primeira versão do equipamento pois requereria maior poder computacional, e nesta solução pretendeu-se implementar um equipamento que usasse os computadores de mais baixo custo do mercado. No futuro, o aumento da capacidade destes computadores deve no entanto possibilitar soluções mais ambiciosas.

Referências

1. *Portaria n.º 132/2009*. s.l. : Diário da República, 1.ª série — N.º 21 — 30 de Janeiro de 2009.
2. **Direcção-Geral da Saúde - Direcção de Serviços de Planeamento**. Rede de Diferenciação Hospitalar de Medicina Física e Reabilitação. 2002. pp. 1-70.
3. *Human motion tracking for rehabilitation—A survey*. **Zhou, Huiyu et Hu, Huosheng**. s.l. : Biomedical Signal Processing and Control , 2008, Vol. 3, 1–18.
4. *Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke*. **Kelly P Westlake et Carolynn Patten**. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2009, 6:18
5. *Smart Rehabilitation Devices: Part I – Force Tracking Control*. **Dong, Shufang; Lu, Ke-Qian; Sun, J Q; Rudolph, Katherine**. s.l. : Intell Mater Syst Struct, 2006, Vol. 17(6), pp. 543–552.
6. *Measurement of ataxic symptoms with a graphic tablet: standard values in controls and validity in Multiple Sclerosis patients*. **Erasmus, Lutz-Peter, et al**. s.l. : Journal of Neuroscience Methods, 2001, Vol. 108, 25-37.
7. *Measurement of Tremor using digitizing tablets*. **Miotto, Guilherme A. A.; Andrade, Adriano O.; Soares, Alcimar B.**. Minas Gerais-Brasil : s.n., 2007. Conferência de Estudos em Engenharia Eléctrica.
8. *Handwriting Analysis for Diagnosis and Prognosis of Parkinson's Disease*. **Unlu, Atilla, Brause, Rüdiger et Krakow, Karsten**. Biological and Medical Data Analysis, s.l. : Springer Verlag Heidelberg, 2006, Vol. 4345.
9. **Dane-elec**. Z-pen User's Guide.
10. *Quantitative measurement of handwriting in the assessment of drug-induced parkinsonism*. **Caligiuri, Michael P., et al**. 2009, Human Movement Science, Vol. 25, pp. 510-522.
11. *The direction of oscillation in spiral drawings can be used to differentiate distal and proximal arm tremor*. **Wang, Shouyan, et al**. s.l. : Neuroscience Letters , 2005, Vol. 384 , 188–192.
12. *Spiral drawing performance as an indicator of fine motor function in people with multiple sclerosis*. **Longstaff, M. G.; Heath, R. A**. 2006, Human Movement Science, Vol. 25, pp. 474-491.
13. *Validity of Spiral Analysis in Early Parkinson's Disease*. **Saunders-Pullman, Rachel, et al**. s.l. : Movement Disorders, 2008, Vol. 23, No. 4.
14. **Jackson, J. E**. *A user guide to Principal Components*. USA : John Wiley & Sons, 1991.
15. **Ledyard R Tucker, Robert C. MacCallum**. *Exploratory Factor Analysis*. 1997.
16. *Handwriting spirals and human hand movement analysis*. **Semedo, Sónia, de Abreu, Fernando Vistulo et Veiga, Arlindo**. Portugal : s.n., 2009.
17. *Xbee, XBee-Pro datasheet*. **Maxstream**.
18. *PIC18F2682/2685/4682/4685 Data Sheet*. Microchip Technology Inc. 2007. p. 484.
19. *DMOS FULL BRIDGE DRIVER*. SGS-THOMSON MICROELECTRONICS. Data sheet.
20. *Low Voltage D.C. Motors & Gearbox Units datasheet*. s.l. : MFA comodrills.
21. *Three Axis Low-g Digital Output Accelerometer*. Freescale Semiconductor. 2008. Technical Data.
22. *Max232, Max 232l Dual EIA-232 Drivers/Receivers*. Texas Instruments Incorporated. 2002. Datasheet.
23. *Tilt-Sensing with Kionix MEMS Accelerometers*. **Kionix** 2005. Datasheet.